

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1970

THÈSE

N°

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

PAR

Françoise AGULHON, née ALBAREL

Ancienne Externe des Hôpitaux de Paris

Née le 12 Mars 1937, à Thiais (Seine)

Présentée et soutenue publiquement le 1^{er} juin 1970

CONTRIBUTION A L'ETUDE
DE L'ANESTHESIE PAR INHALATION
SOUS VENTILATION ARTIFICIELLE :
A PROPOS
DE LA VAPORISATION DE L'HALOTHANE
AVEC LE RESPIRATEUR R. P. R.

Président : M. FREZAL, Professeur

I M P R I M E R I E
R. FOULON & C^{ie}
29, RUE DEPARCIEUX, 29
PARIS — 1970

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1970

THÈSE

N°

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

PAR

Françoise AGULHON, née ALBAREL

Ancienne Externe des Hôpitaux de Paris

Née le 12 Mars 1937, à Thiais (Seine)

Présentée et soutenue publiquement le 1^{er} juin 1970

CONTRIBUTION A L'ETUDE
DE L'ANESTHESIE PAR INHALATION
SOUS VENTILATION ARTIFICIELLE :
A PROPOS
DE LA VAPORISATION DE L'HALOTHANE
AVEC LE RESPIRATEUR R. P. R.

Président : M. FREZAL, Professeur

I M P R I M E R I E
R. FOULON & C^{ie}
29, RUE DEPARCIEUX, 29
PARIS — 1970



A MON MARI

A MES FILLES

A MES PARENTS

A MA FAMILLE

A MES AMIS

Avec toute mon affection.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR J. FRÉZAL

Professeur Agrégé

Doyen du Centre Hospitalier et Universitaire Necker - Enfants-Malades

*Il nous a fait le grand honneur d'accepter
la présidence de cette thèse.*

A MONSIEUR LE PROFESSEUR M. CARA

Professeur Agrégé

Chef du Département d'Anesthésiologie
du Centre Hospitalier et Universitaire Necker - Enfants-Malades

Chef du Service Mobile de Réanimation
de l'Assistance Publique à Paris

*Il nous a accueillie avec bienveillance
dans son Service et nous a guidée dans
l'élaboration de cette thèse.*

*Qu'il soit assuré de notre respectueux
dévouement et de notre profonde recon-
naissance.*

A MONSIEUR LE PROFESSEUR M. FÈVRE

Professeur de Clinique Chirurgicale Infantile

Chirurgien des Hôpitaux de Paris

Membre de l'Académie Nationale de Médecine

A MONSIEUR LE PROFESSEUR D. PELLERIN

Professeur Agrégé

Chirurgien des Hôpitaux de Paris

*Ils nous ont accueillie avec bienveillance
à la Clinique Chirurgicale Infantile de l'Hô-
pital des Enfants-Malades.*

A MONSIEUR LE DOCTEUR R. GALINSKI

Chef de Clinique - Assistant à la Faculté

Il a inspiré le sujet de cette thèse.

*Qu'il trouve ici le témoignage de notre
très profonde gratitude pour l'aide et les
précieux conseils qu'il nous a apportés.*

A MONSIEUR LE PROFESSEUR A. GERMAIN

Professeur Agrégé

Chirurgien des Hôpitaux de Paris

Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie

A MONSIEUR LE PROFESSEUR P. SERINGE

Professeur Agrégé

Professeur au Collège de Médecine

Médecin des Hôpitaux de Paris

A MONSIEUR LE PROFESSEUR M. FÈVRE

Professeur de Clinique Chirurgicale Infantile

Chirurgien des Hôpitaux de Paris

Membre de l'Académie Nationale de Médecine

A MONSIEUR LE PROFESSEUR CHARLES DUBOST

Professeur à la Faculté

Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie

Qui furent nos Maîtres en externat.

En témoignage de notre profonde reconnaissance pour leur enseignement.

A MADAME LE DOCTEUR M. MALÈGUE

Assistant d'Anesthésie-Réanimation
au Centre Hospitalier Intercommunal de Créteil

A MADAME LE PROFESSEUR L. DELÈGUE

Professeur Agrégé

A MADAME LE PROFESSEUR J. PASSELECQ

Professeur Agrégé

A MONSIEUR LE PROFESSEUR M. CARA

Professeur Agrégé

Ils furent nos Maîtres en anesthésie.

Nous leur sommes reconnaissante de l'enseignement qu'ils nous ont prodigué au cours de nos études d'anesthésiologie.

Qu'ils soient assurés de notre respectueuse gratitude.

A MESSIEURS ET MESDAMES
LES ASSISTANTS CHEFS DE CLINIQUE
ET ATTACHÉS DU DÉPARTEMENT D'ANESTHÉSIOLOGIE
DU CENTRE HOSPITALIER ET UNIVERSITAIRE
NECKER - ENFANTS-MALADES
ET DU SERVICE MOBILE DE RÉANIMATION
DE L'ASSISTANCE PUBLIQUE A PARIS
ET TOUT PARTICULIÈREMENT A :

MONSIEUR LE DOCTEUR M. POISVERT

MONSIEUR LE DOCTEUR J.-P. HURTAUD

MONSIEUR LE DOCTEUR S. IVANOFF

*Dont la collaboration dans la réalisation
de ce travail nous fut si précieuse.*

*Nous remercions le Laboratoire AVLON
et la Société L.S.A. de nous avoir aidé
dans ce travail en nous procurant la
documentation et le matériel nécessaires
à l'expérimentation*

PLAN

Introduction

Historique

Chapitre I

Résumé des indications de la ventilation artificielle per-opératoire et de l'anesthésie par vaporisation d'halothane en chirurgie infantile

Chapitre II

- 1) Description et principe du fonctionnement du respirateur R.P.R.
- 2) Description du vaporiseur Fluotec Mark II
Rappel sur la vaporisation de l'halothane

Chapitre III

I) Données expérimentales

- A) Mesure des pressions et des fréquences du R.P.R.
 - 1) *Technique utilisée*
 - 2) *Pressions dans le soufflet du R.P.R.*
 - 3) *Pressions à la sortie du circuit respiratoire*
 - a) En montage amont (Fluotec en amont du R.P.R.)
 - b) en montage aval (Fluotec en aval du R.P.R.)
- B) Dosage de l'halothane
 - 1) *Matériel d'étude*
 - 2) *Méthodes*
 - 3) *Résultats*
 - 4) *Remarques*
 - 5) *Quelques constatations*

II) Discussion : comparaison des montages du Fluotec

- a) En amont
- b) En aval

Conclusions

Bibliographie

INTRODUCTION

L'utilisation sans cesse accrue de l'halothane en anesthésie infantile et l'extension des indications de la ventilation artificielle au cours des interventions dans un service de chirurgie pédiatrique, ont posé le problème pratique de l'emploi en anesthésie d'un respirateur (R.P.R.) couplé avec un distributeur d'halothane (Fluotec Mark II).

Nous utilisons de plus en plus fréquemment le R.P.R. du fait de son faible encombrement et de la possibilité de l'utiliser dans les fréquences élevées si utiles chez l'enfant et indispensables chez le nouveau-né.

Nous employons de façon habituelle l'halothane comme adjuvant de l'anesthésie générale intra-veineuse, du nouveau-né au grand enfant, à cause de la réversibilité de ses actions, de son peu de toxicité et de la facilité de son administration avec le Fluotec.

Mais les conditions d'emploi peuvent dans bien des cas modifier le fonctionnement des évaporateurs à halothane : ce sont, en effet, des appareils précis mais adaptés à la ventilation spontanée. En outre, le vaporiseur peut empêcher le bon fonctionnement du respirateur : il peut être, en effet, assimilé à une capacité et à une résistance introduite dans le circuit.

Le constructeur du respirateur conseille de placer le Fluotec immédiatement après les débit-mètres du R.P.R. et avant son circuit intérieur. Nous appelons cette disposition, la plus commune, *montage amont*.

Nous avons, dans ces conditions, observé l'apparition d'un certain nombre de difficultés de réglage du respirateur, particulièrement rencontrées dans le domaine des fréquences élevées.

Cherchant à éviter ces difficultés, nous avons monté le vaporisateur sur le circuit d'insufflation de l'appareil. C'est alors que nous avons constaté que cette nouvelle disposition, nous l'appelons *montage aval*, permettait d'employer le respirateur dans de meilleures conditions.

Pour vérifier ces constatations cliniques, nous avons effectué une expérimentation au cours de laquelle nous avons, d'une part mesuré les modifications de réglage du R.P.R. lorsqu'on introduit un Fluotec en amont ou en aval dans le circuit respiratoire, et d'autre part contrôlé les concentrations d'halothane dans le mélange gazeux administré, afin de savoir si la modification de place du Fluotec entraîne des variations de ces concentrations.

C'est ainsi qu'après un rappel historique sur la ventilation artificielle et son utilisation en anesthésie, nous décrirons l'appareillage utilisé, puis nous relaterons l'expérimentation conduite dans le Laboratoire Expérimental de Physique du Professeur M. Cara.

Enfin, pour conclure, nous ferons part de la concordance des constatations cliniques et des observations expérimentales.

HISTORIQUE

Maintenir les fonctions respiratoires au cours d'un arrêt de la ventilation spontanée est un problème qui, depuis toujours, a passionné les hommes. Déjà Vesale, en 1555, dans « *De corporis humani fabrica* », décrivait la méthode qui consiste à gonfler les poumons avec de l'air grâce à un tube introduit dans la trachée.

A la suite de Claude Bernard, dans la seconde moitié du XIX^e siècle, les physiologistes s'intéressèrent à ces problèmes. En 1871, Paul Bert exposa au Muséum un appareil de ventilation artificielle constitué par un soufflet mû par un moteur à vapeur.

Particulièrement en chirurgie thoracique, le pneumothorax chirurgical préoccupait les chirurgiens. En 1896, Tuffier et Hallion après leurs expériences sur le chien, eurent recours sur un malade à la respiration artificielle par l'insufflation rythmique intermittente du poumon à l'aide d'une sonde endo-trachéale reliée à un soufflet.

C'est la même technique que préconisa Matas, en 1899, pour enlever une tumeur de la paroi thoracique.

Des techniques de ventilation artificielle par insufflation furent adoptées de bonne heure aux U.S.A. et différents types d'appareil furent construits dans ce but dès 1911.

En Europe, Sauerbruch allait s'engager dans une voie différente. Il imagina des chambres en hypopression où étaient enfermés l'opéré et les chirurgiens, et dont seule émergeait la tête de l'opéré placée à la pression atmosphérique (1904).

L'appareil de Tiegel fut également conçu sur le principe de pression différentielle. Mais à la différence de la chambre de

Sauerbruch, il s'agissait d'un caisson en pression positive où étaient enfermées la tête de l'opéré et les mains de l'anesthésiste. Cet appareil fut utilisé en Allemagne, jusqu'en 1940, pour la chirurgie thoracique, mais avec une très lourde mortalité.

Pourtant cette méthode de pression différentielle ne faisait pas l'accord de tous et Drager mis au point, dès 1911, son Pulmotor.

Frenckner, en 1934, construisit le Spiropulsator (commercialisé en 1940), que Crafoord modifia, en 1940, pour réaliser la respiration contrôlée en chirurgie thoracique.

De nombreux autres appareils semblables furent mis au point, notamment ceux de Mautz, Blease, Morch et Alluaume, en France (1948).

Mais c'est véritablement l'épidémie de poliomyélite au Danemark, en 1952, qui démontra l'importance des appareils de ventilation artificielle. Tous les médecins et étudiants en médecine furent alors mobilisés pour ventiler manuellement les malades. Cette dramatique circonstance suscita les appareils d'Engstrom en Suède, et de Bang au Danemark.

En 1954, M. Cara et son équipe répandaient en France l'usage des appareils de ventilation artificielle tant en réanimation qu'en salle d'opération.

Chez l'enfant, l'emploi systématique de la ventilation artificielle mécanique per-opératoire remonte à peu près à cette date. On a longtemps laissé les enfants en ventilation spontanée au cours de l'anesthésie, car cela paraissait un excellent moyen de surveillance, surtout au cours d'une anesthésie par inhalation. Mais les progrès récents en chirurgie néo-natale et infantile sont allés de pair avec le perfectionnement des moyens de ventilation artificielle per-opératoire associée ou non à l'anesthésie par inhalation.

Chez l'enfant, l'anesthésie par inhalation a conservé de nombreux avantages. Même si l'induction est facilitée et abrégée par une injection intra-veineuse de penthotal et de curare, la réversibilité et la maniabilité d'un anesthésique volatil sont très précieuses.

Jusqu'à ces dernières années, on utilisait de façon très générale l'éther pour entretenir la narcose. Toutefois, son inflammabi-

lité et son pouvoir explosif en restreignirent l'usage en salle d'opération. D'autre part, son action irritante et la lenteur de son induction firent rechercher un autre anesthésique volatil puissant et sûr, inflammable et explosif.

En 1956, Raventos fit des essais pharmacologiques sur un hydrocarbure fluoré, le bromochlorotrifluoroéthane. L'expérimentation humaine confirma les propriétés du nouvel anesthésique qui fut appelé halothane et commercialisé sous le nom de FLUOTHANE *.

Les anesthésiologistes furent donc amenés à utiliser de façon concomitante la ventilation artificielle et l'anesthésie par inhalation d'halothane, ce qui posa certains problèmes techniques dont ce travail essaie de résoudre un des aspects.

(*) Distribué sous ce nom par les Laboratoires AVLON.

CHAPITRE I

Résumé des indications de la ventilation artificielle per-opératoire et de l'anesthésie par vaporisation d'halothane en chirurgie infantile

— A —

D'une façon générale, la ventilation per-opératoire se justifie soit du fait de l'existence d'une insuffisance respiratoire préalable, soit du fait de l'acte opératoire, soit encore du fait de l'anesthésie générale.

1) Le malade est déjà en insuffisance respiratoire

a) Ce peut être :

- l'insuffisance respiratoire aiguë du traumatisé du thorax ;
- ou bien celle provenant d'une atteinte des centres respiratoires eux-mêmes au cours d'un trauma crânien ;
- ce peut être encore une conséquence des conditions pathologiques chirurgicales elles-mêmes :
 - le choc par spoliation sanguine diminuant le vecteur d'oxygène ;
 - le choc non hémorragique, occlusions intestinales et les brûlures étendues par exemple, qui par les troubles électrolytiques, le ralentissement du débit cardiaque et les troubles

vaso-moteurs périphériques qu'elles entraînent créent un certain degré d'insuffisance respiratoire tissulaire ;

- la douleur et la contracture abdominale amputent de façon très importante la ventilation : jusqu'à 80 % pour une péritonite généralisée.

b) Cas des insuffisances respiratoires d'origine médicale :

- sténoses des voies aériennes ;
- atélectasies ;
- ectasies bronchiques ;
- mucoviscidose ;
- épanchements pleuraux et pneumothorax ;
- affections portant sur l'appareil neuro-musculaire : myopathies, myasthénies, poliomyélite.

Dans le cas particulier du nouveau-né, la ventilation artificielle se justifie encore bien plus souvent que chez l'enfant plus âgé. En effet, le nouveau-né, et *a fortiori* le prématuré, est exposé à l'insuffisance respiratoire aiguë par l'immaturation de ses centres respiratoires et de ses poumons. En outre, sa respiration est pour une très grande part (80 %) assurée par le diaphragme et toute intervention abdominale perturbant son fonctionnement rend la ventilation spontanée insuffisante.

2) L'acte opératoire lui-même peut être responsable de l'insuffisance respiratoire

a) En chirurgie thoracique, la ventilation artificielle est inévitable, soit que la plèvre soit ouverte par thoracotomie, soit que le thorax soit ouvert par sternotomie rendant alors la ventilation spontanée inefficace.

b) En chirurgie abdominale, les billots et les valves appuyant sur le diaphragme gênent de façon considérable la respiration.

c) En orthopédie, la ventilation per-opératoire est nécessaire lorsque le malade est en procubitus.

d) Dans le domaine particulier de la neuro-chirurgie, on utilise volontiers une hyperventilation légère et une aide expiratoire équilibrant la pression positive et ramenant la pression moyenne à zéro pour lutter contre la stase veineuse et l'œdème cérébral.

- 3) Dans tous les autres cas, la ventilation artificielle est nécessaire du fait de la plus ou moins importante dépression ventilatoire engendrée par les anesthésiques

— B —

Nous n'utilisons que rarement l'anesthésie par inhalation seule et, même dans ce cas, l'halothane étant un dépresseur respiratoire, il est préférable d'instaurer une ventilation artificielle.

La plupart de nos anesthésies sont menées avec une technique combinée utilisant le curare pour permettre une intubation de sécurité presque toujours nécessaire. En effet, le petit enfant est particulièrement sensible à l'hypercapnie : son espace mort étant étant de 20 ml/kg, le moindre petit masque d'anesthésie lui apportera un espace mort supplémentaire considérable. Que l'intervention se prolonge ou que la respiration soit déprimée par un agent anesthésique, la PCO_2 du petit malade risque de s'élever dangereusement. De plus, chez le jeune enfant opéré, l'acidose métabolique est fréquente, liée à la pathologie en cause et aggravée par la plupart des agents anesthésiques.

En définitive, le choix fait dans le Département d'Anesthésie du Professeur M. Cara est le suivant : il est préférable de se passer de la ventilation spontanée en tant que signe de la profondeur de l'anesthésie au profit du contrôle de cette ventilation, afin de ne pas laisser, surtout en chirurgie majeure, s'installer une « dette » respiratoire supplémentaire.

Pourquoi employons-nous presque systématiquement une ventilation artificielle mécanique ?

- D'une part, l'anesthésiste doit assurer une surveillance encore plus attentive que chez l'adulte et pouvoir faire face à toute situation avec la plus grande rapidité.
- D'autre part, une ventilation mécanique est le seul moyen d'assurer de façon stable une ventilation équilibrée, adaptée, mesurable, régulière et ne dépassant pas une pression d'insufflation donnée.

Nous avons choisi le R.P.R. C'est un respirateur mécanique à énergie pneumatique du type relaxateur de volume, qui nous paraît offrir une grande sécurité. Il est de faible encombrement et peut délivrer de petits volumes courants à grande fréquence.

CHAPITRE II

Nous allons procéder à une description rapide et à un rappel du fonctionnement du :

- respirateur R.P.R. 3 B ;
- Fluotec Mark II.

I. — Le R. P. R.

Principe général du fonctionnement des relaxateurs de volume

Le R.P.R. se classe parmi les insufflateurs comme un relaxateur de volume [9, 11, 12].

Il peut être décrit à partir du schéma hydraulique du vase de Tantale (*fig. 2*) d'après la théorie élémentaire de M. Cara. Ce vase est alimenté par un débit d'eau constant (d) et sa vidange est assurée par un siphon. Appelons d le débit d'alimentation et D le débit qui sort du siphon.

Lorsque le siphon est amorcé, le vase se vide si D est supérieur à d et le débit qui sort du siphon est discontinu ; si D est inférieur à d , le vase déborde ; il n'y a pas de débit de sortie discontinu.

Le niveau du vase oscille donc assez régulièrement entre une position haute d'amorçage du siphon et une position basse de désamorçage. La courbe représentative du niveau du vase est une courbe en dents de scie.

RESPIRATEUR R.P.R.

TYPE RP3 B

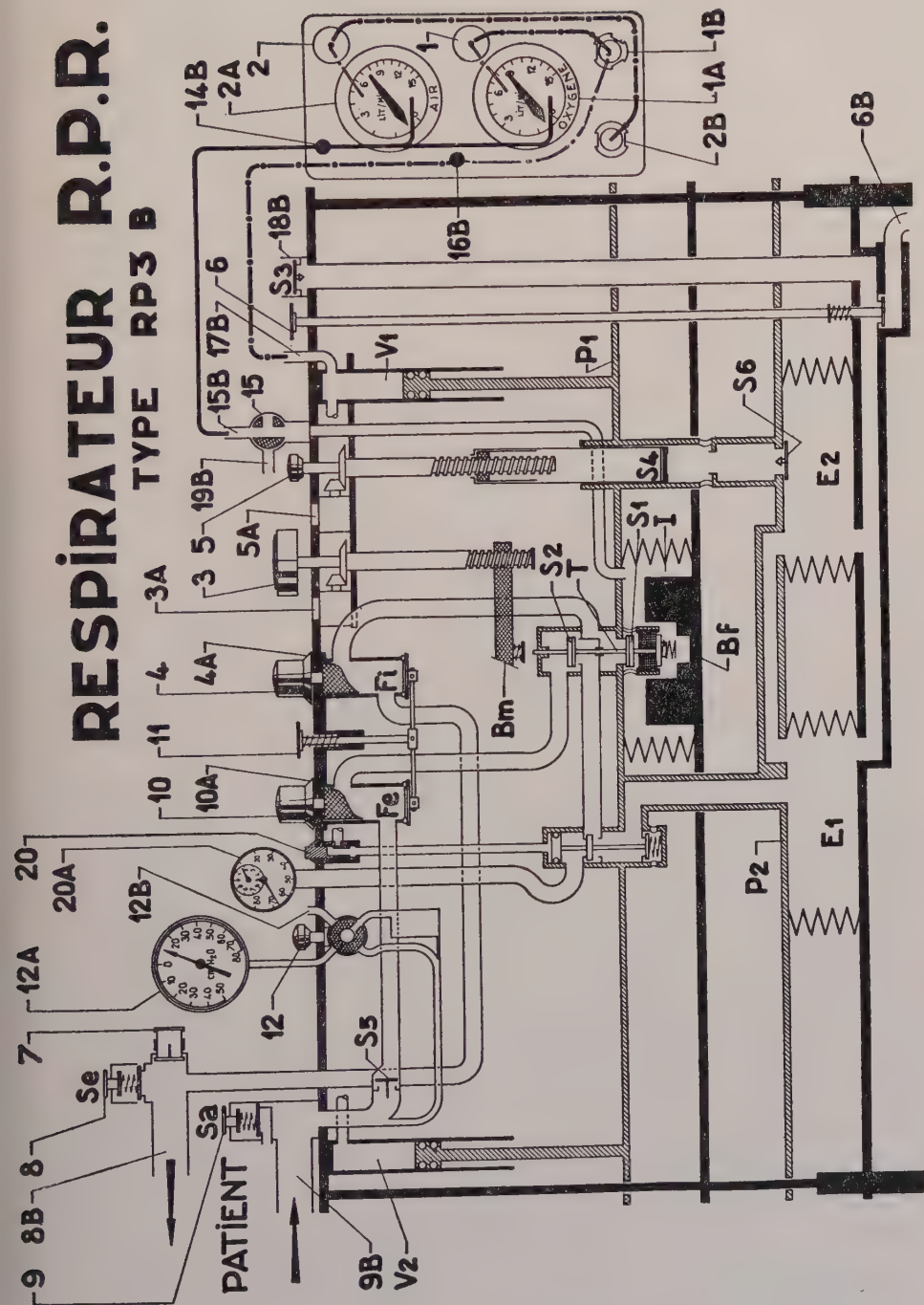
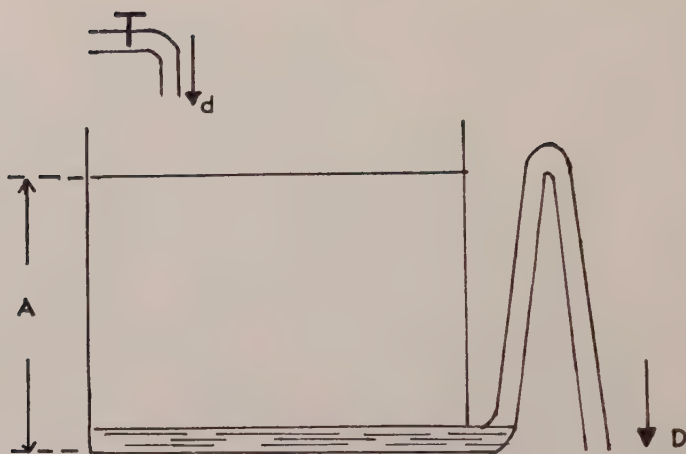


FIGURE 1



A Différence entre le niveau d'amorçage et de désamorçage du siphon

d Débit d'alimentation

D Débit sortant du siphon

Figure n°2 - Schéma du vase de TANTALE

Dans le relaxateur de volume R.P.R. (*fig. 1*), la cuve est représentée par le soufflet inspiratoire I. Ce soufflet est alimenté de façon continue avec un débit d ; l'amplitude de course du soufflet détermine le volume débité. Le soufflet se remplit pendant le temps de montée (tm) et se vide pendant le temps de descente (td) qui représente le temps inspiratoire du malade. L'analogie apparaît donc de façon évidente et, à la lumière de ce qui précède, on voit l'importance de :

— l'amplitude de course du soufflet ;

— du rapport $\frac{td}{tm}$, soit ici $\frac{\text{temps inspiratoire}}{\text{temps expiratoire}}$.

En effet, le temps de montée du soufflet inspiratoire est aussi, comme nous le verrons par la suite, le temps du remplissage des soufflets expiratoires (solidaires du soufflet inspiratoire) par l'expiration du malade.

Lorsque l'augmentation des pertes de charge à la sortie (ou résistances) est modérée, la fréquence ralentit légèrement et la pression affichée sur l'appareil augmente un peu ; le retentissement sur la ventilation alvéolaire est minime. A la limite, si les résistances opposées à l'appareil sont très fortes, la vidange totale du soufflet inspiratoire ne pourra pas se faire, le soufflet restera bloqué en position intermédiaire, le gaz fuyant par la soupape d'échappement. Si celle-ci, ainsi que les autres sécurités sont fermées, la pression augmentera théoriquement jusqu'à la pression d'alimentation du circuit ; situation rendue impossible par la présence des sécurités. Une surpression nocive doit être cependant évitée par un réglage adéquat de la puissance d'insufflation de l'appareil.

Le R.P.R. s'adapte à la ventilation artificielle du nouveau-né par sa possibilité de délivrer des fréquences élevées et de faibles volumes courants ; il est en mesure de donner le réglage voulu du rapport de temps inspiration/expiration ; son fonctionnement nécessite une source permanente d'oxygène sous pression de 3 bars. C'est la seule source motrice du R.P.R. La pression de 3 bars commande le rappel des soufflets vers la position basse pendant l'insufflation. D'autre part, les gaz admis dans le soufflet inspiratoire provoquent la montée du plateau mobile (P1), créant la dépression nécessaire à l'aide expiratoire. Pendant ce temps, la soupape S1, soupape directrice de l'appareil, est fermée, coupant l'admission dans le circuit inspiratoire ; la soupape S2 est ouverte, permettant l'expiration pulmonaire. L'amplitude de course du soufflet inspiratoire est un des éléments qui conditionne la fréquence ; elle est limitée par une butée mobile. Il se produit une inversion des soupapes à l'aide d'un dispositif appelé inverseur ou « flip-flop » : la soupape S2 se ferme, obturant le circuit expiratoire, la soupape S1 s'ouvre. Le soufflet se vide alors dans le circuit inspiratoire sous l'influence des vérins qui agissent par l'intermédiaire de ce même plateau mobile solidaire de la partie supérieure du soufflet : c'est l'insufflation.

Il faut noter que les vérins sont en permanence sous pression de 3 bars, mais que cette pression ne peut pas s'opposer à la montée du plateau ; en effet, bien que la pression qui règne dans le soufflet soit inférieure à la pression qui règne dans les vérins, la pression du soufflet agit sur une surface du plateau très supérieure à la somme des surfaces des pistons de chaque vérin. Le remplissage du soufflet est donc conditionné par une différence entre la force motrice engendrée par la pression intérieure du soufflet qui tend à le faire monter et celle de la poussée des vérins qui s'exerce vers le bas.

Lorsque le soufflet est complètement vidé, le distributeur vient au contact de la butée fixe et les soupapes s'inversent à nouveau, fermant le circuit inspiratoire, ouvrant le circuit expiratoire.

Il est possible sur ce respirateur d'apporter une aide expiratoire au malade en créant une pression négative à l'intérieur des soufflets expiratoires.

II. — Le Fluotec Mark II

A) PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

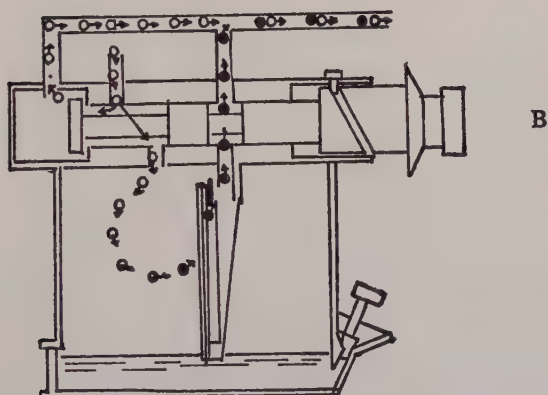
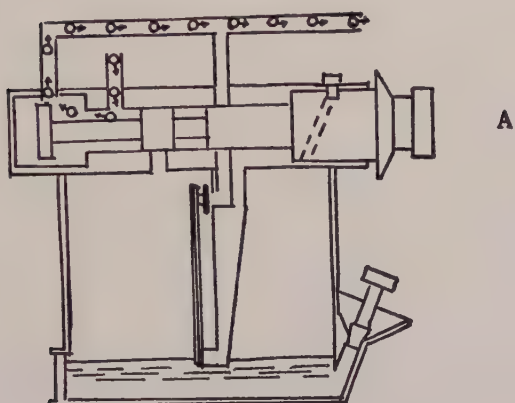
Dans cet appareil, l'évaporation de l'halothane contenu dans la cuve de l'évaporateur est produite par un « léchage » de la surface de ce liquide par une partie du flux gazeux le traversant, l'autre partie étant court-circuitée et le mélange se faisant à la sortie (*fig. 3*).

Le Fluotec permet de doser avec une certaine précision le pourcentage de vapeurs d'halothane administré par rapport au volume total des gaz débités.

Selon l'ouverture de la commande de mise en marche, la proportion des vapeurs d'halothane dans le circuit s'établira entre 0,50 % et 4 % du volume total et ceci indépendamment en théorie :

- de la température ambiante, car une valve thermostatique règle le flux gazeux selon la température qui règne dans la cuve ;
- de la durée de l'anesthésie ;
- du niveau du liquide ;

FLUOTEC Mark II



○→ Gaz passant par le by-pass

●→ Gaz chargé de vapeurs d'halothane

A ... Fluotec en position OFF

B ... Fluotec en position ON

Figure n° 3 (CYPRANE Ltd)

- des variations de débit (une valve de régulation assure une vaporisation constante pour tout débit de gaz compris entre 4 l/mn et 15 l/mn ; en dessous de 4 l/mn, il faut apporter une correction à l'aide du graphique joint à l'appareil) (fig. 4).

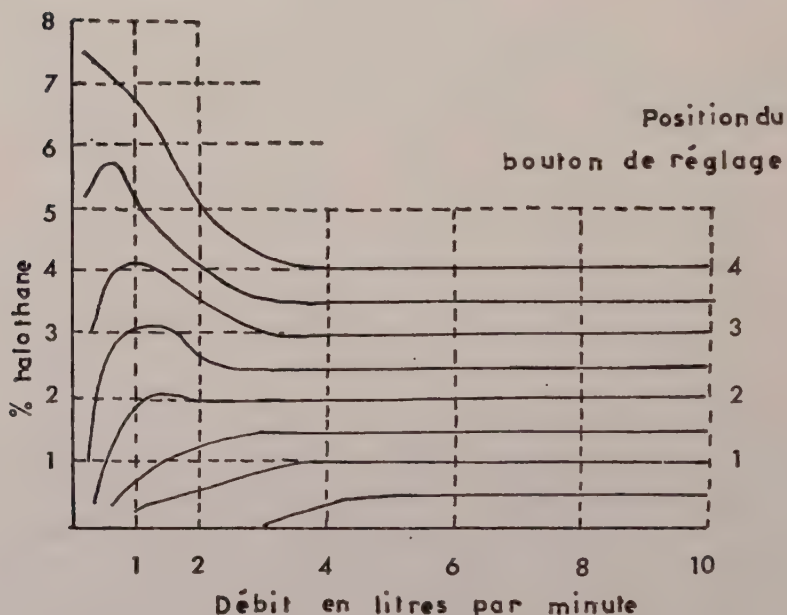


Figure n° 4—Abaques de correction pour les débits inférieurs à 4 litres par minute.(CYPRANE Ltd)

B) REMARQUES SUR LES CONDITIONS D'EVAPORATION DE L'HALOTHANE [11, 59]

L'évaporation d'un liquide est la conséquence de l'agitation thermique de ses molécules dont un certain nombre diffuse hors de la masse liquide vers l'atmosphère ambiante pour former au-dessus de sa surface une vapeur qui, à température constante, reste en équilibre avec le liquide. Cette vapeur est dite saturante et

elle a une pression partielle constante pour une température donnée. Cette pression partielle devient égale à la pression atmosphérique dès lors qu'est atteinte la température d'ébullition du liquide.

Pour l'halothane, la température d'ébullition est de 50,3°C. A 20°C, la pression de vapeur est de 243 mm Hg, soit un peu moins du tiers de la pression atmosphérique.

La vapeur saturante de l'halothane représente donc 30 % environ du volume du mélange air/halothane à la pression atmosphérique. On peut alors concevoir que des variations de pression à l'intérieur de la cuve, non prévues par le constructeur, entraînent des modifications de la concentration en halothane du mélange anesthésique. De fait, Hill et Lowe [33] ont montré que cette cause d'erreur était réelle.

Losqu'un courant gazeux balaie la vapeur saturante à la surface du liquide, celle-ci se renouvelle, mais une telle évaporation forcée ayant provoqué une rupture d'équilibre nécessite la fourniture au liquide qui s'évapore d'une certaine quantité de chaleur, c'est la chaleur latente de vaporisation. Il est donc indispensable, pour maintenir aussi constante que possible la concentration de vapeur distribuée par l'évaporateur, de corriger de telles variations thermiques en maintenant le liquide à température aussi stable que possible.

En outre, la concentration doit être ramenée aux pourcentages compatibles avec l'anesthésie entre 0,50 % et 4 % dans le mélange à la sortie de l'évaporateur, soit 10 à 60 fois inférieure aux concentrations de la cuve évaporatrice. Ceci entraîne une certaine complexité du système répartiteur des flux de gaz.

Ces principes fondamentaux exposés mettent en évidence l'interaction constante dans les phénomènes d'évaporation du flux et de la compensation thermique. Il existe une troisième variable : l'effet de pression en aval ou en amont de l'évaporateur, qui n'a pas été prévu par le constructeur, l'appareil devant fonctionner à la pression atmosphérique ou subatmosphérique. C'est le système « draw-over », c'est-à-dire l'alimentation par les gaz dont le passage forcé dans la cuve est provoqué par l'effort inspiratoire en ventilation spontanée à l'encontre du « push over » où ce même

passage est provoqué soit par un respirateur, soit par la main de l'anesthésiste comprimant le ballon, ce qui développe facilement une pression de 30 à 40 millibars.

Nous verrons plus loin l'action de ce phénomène sur les concentrations en halothane.

CHAPITRE III

I. — Données expérimentales

A) Mesure des pressions et des fréquences du R.P.R.

B) Dosage de l'halothane

A) MESURE DES PRESSIONS ET DES FREQUENCES DU R.P.R. (figures 5 et 6)

1) Technique utilisée

a) *Matériel d'étude :*

Le gaz utilisé est l'oxygène pur sous pression de 3 bars.

L'oxygène est délivré par un débit-mètre qui fournit au respirateur à la fois un débit mesuré et une pression motrice de 3 bars.

Le respirateur R.P.R. et le vaporiseur d'halothane Fluotec Mark II sont précédemment décrits.

Le R.P.R. ventile un « modèle » de poumon pouvant contenir 2 litres de gaz et placé dans une enceinte ouverte à l'air libre ; un ressort de rappel ramène le soufflet à sa position de repos.

Le soufflet du modèle est ventilé par l'intermédiaire d'une résistance ; nous en avons utilisé deux : l'une de 14 mm de diamètre et de 20 cm de longueur ; l'autre de 4 mm et de même longueur (calibre d'une sonde d'intubation pour nouveau-né).

Les tuyaux du circuit respiratoire sont de faible diamètre (diamètre intérieur : 10 mm), ils sont utilisés habituellement pour les enfants.

Un capteur de pression permet d'enregistrer, par l'intermédiaire d'une chaîne d'amplification, la pression à un point choisi du circuit.

Un pneumotachographe de Fleish interposé dans le circuit et relié à un capteur différentiel permet l'enregistrement des débits instantanés.

Un intégrateur permet, à partir de ces débits instantanés, d'enregistrer les volumes mobilisés au cours de chaque cycle respiratoire.

b) Montages utilisés :

Nous avons utilisé trois sortes de montage :

1) Mesure des pressions dans le soufflet inspiratoire lors du montage en amont (*fig. 5*).

Le Fluotec est placé en amont du R.P.R. sur le tuyau qui va de la sortie du Fluotec, au respirateur est branché le capteur de pression (au point S).

Le R.P.R. ventile un modèle de poumon à travers la résistance. Nous avons utilisé les deux résistances : celle de 14 mm et celle de 4 mm de diamètre.

Le pneumotachographie et le capteur de flux sont placés après la résistance avant le modèle au point P.

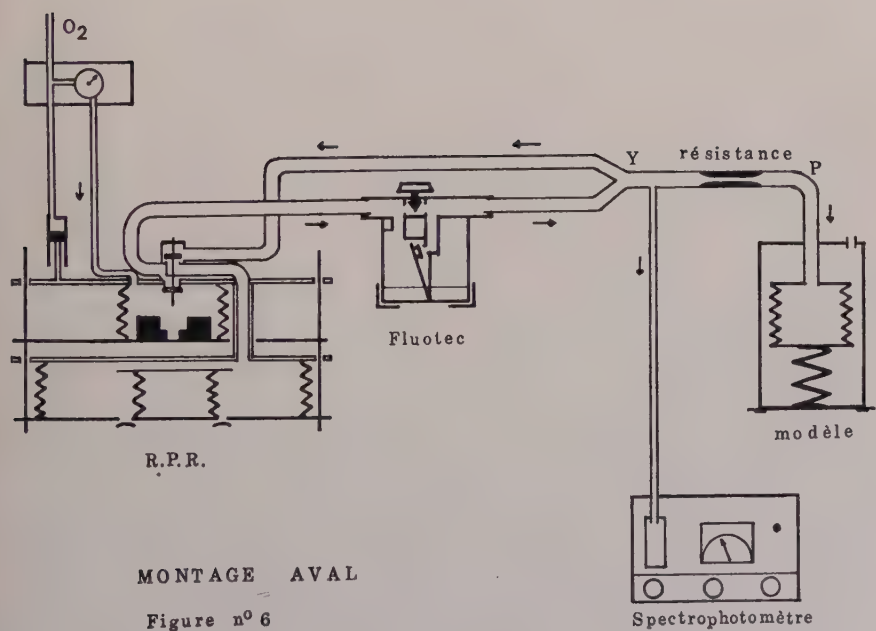
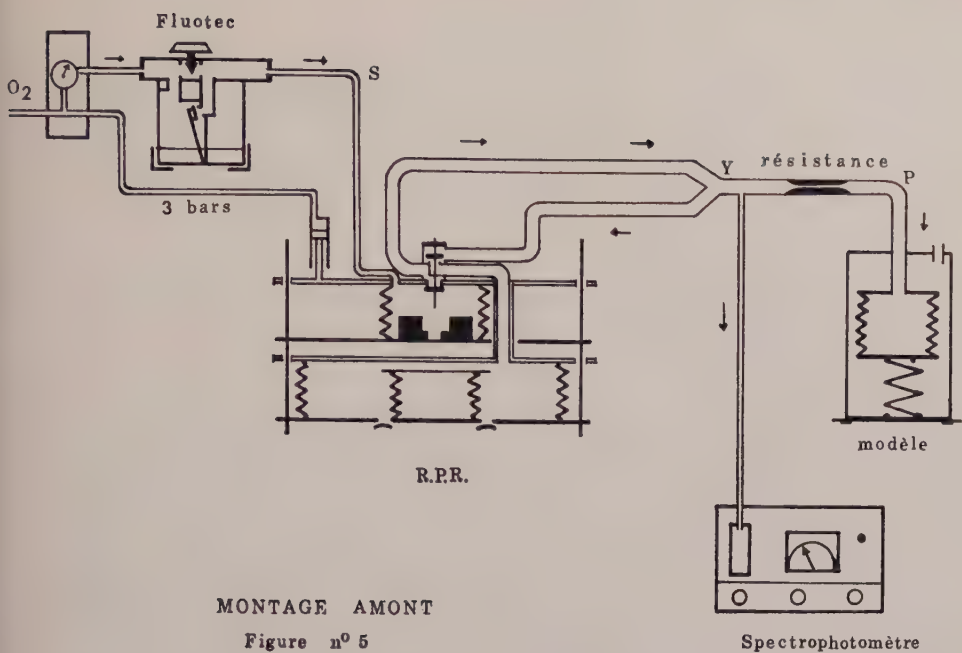
2) Mesure des pressions et des fréquences à la sortie du R.P.R. lors du montage amont (*fig. 5*).

Le Fluotec est placé en amont du respirateur.

Le capteur de pression est situé ici avant la résistance au point Y.

Le pneumotachographe et le capteur de flux sont toujours placés après la résistance au point P.

3) Mesure des pressions et des fréquences à la sortie du R.P.R. lors du montage aval (*fig. 6*).



Le Fluotec est monté sur le tuyau d'insufflation du circuit respiratoire du R.P.R. Cette disposition nécessite donc la présence d'un tuyau supplémentaire sur ce circuit respiratoire. Les capteurs sont placés comme précédemment.

2) Pressions dans le soufflet inspiratoire du R.P.R. lors du montage en amont (fig. 5)

Cette mesure a pour but d'évaluer la contre-pression subie par le Fluotec lorsque cet appareil est placé en amont du R.P.R., contre-pression qui est égale à la pression régnant à l'intérieur du soufflet d'insufflation du R.P.R. (I, fig. 1).

Cette pression a été enregistrée en faisant varier la quantité de gaz passant à travers le Fluotec. Ce dernier sera mis en position OFF, 0,50 %, 1 %, 2 %, puis 4 %. Nous avons fixé la vitesse d'insufflation en position 2 du réglage et la fréquence à 20 par minute lorsque le Fluotec est en position OFF.

Les mesures de pression sont faites dans le tuyau qui va du Fluotec au R.P.R. et qui est donc directement relié au soufflet d'insufflation du R.P.R.

Deux séries de mesure ont été pratiquées : l'une avec la résistance forte (4 mm); l'autre avec la résistance faible (14 m). Nos résultats n'ayant pas varié, nous ne rapporterons que la série de mesures effectuées avec la résistance faible.

Nous ne consignerons pas tous les résultats obtenus avec les différentes positions d'ouverture du Fluotec ; en effet, ils ont tous été semblables, nous simplifierons donc en notant OFF ou ON.

a) Pressions au point S (fig. 5) (en millibars) :

Débit Position	3l/min.	4l/min.	6l/min.	8l/min.	10l/min.
OFF	200/160	200/140	200/140	200/140	200/160
ON	200/180	200/170	200/170	200/170	200/190

b) *Fréquences du R.P.R. :*

Débit Position	3l/min.	4l/min.	6l/min.	8l/min.	10l/min.
OFF	20	20	20	20	20
ON	17	17	18	18	18

Une autre série de mesures a été faite aux valeurs extrêmes de vitesse d'insufflation, de fréquence et de débit. Il a été alors obtenu des pressions très élevées, de l'ordre de 300 millibars, lorsque le débit est de 15 litres et la fréquence ralentie au maximum. (Nous n'avons pas pu effectuer de mesure exacte de la pression maximum, le capteur de pression n'étant prévu que pour des pressions de l'ordre de 200 millibars.)

Aux valeurs mesurées, la pression à l'entrée du soufflet inspiratoire varie entre 200 et 120 millibars. C'est cette pression qui permet de vaincre la poussée des vérins (*fig. 7*).

La pression maximum ne change pas, que le Fluotec soit ouvert ou fermé.

Plus le débit est important, moins les oscillations entre les pressions extrêmes sont grandes.

La fréquence du R.P.R. est ralentie par l'ouverture du Fluotec. Mais le degré d'ouverture du Fluotec n'influe pas sur cette nouvelle fréquence, ce qui pouvait être prévu par la conception de cet appareil.

3) Pressions à la sortie du circuit respiratoire et fréquences du R.P.R. en fonction de la place du Fluotec

Il est procédé à une série d'enregistrements de la pression régnant à la sortie du circuit respiratoire du R.P.R. lorsque le Fluotec est monté soit en amont, soit en aval de cet appareil. Les prises de pression sont faites dans les deux cas au point Y (assimilé à l'orifice d'une sonde d'intubation).

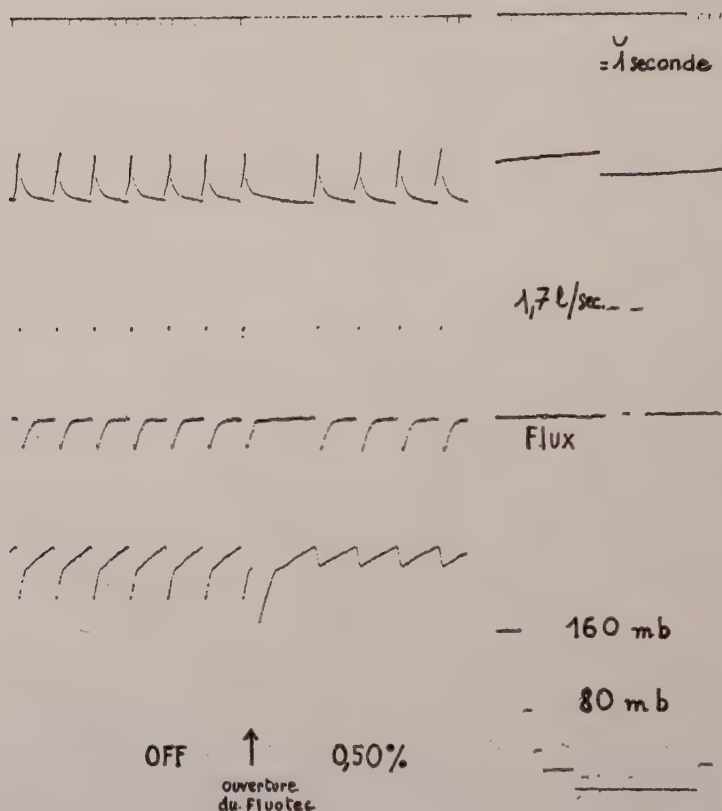


FIG. 7: Enregistrement de la pression au point S. A l'ouverture du Fluotec, il se produit un ralentissement de la fréquence et une augmentation de la pression minimum.

Les modifications éventuelles de fréquence du R.P.R. sont également notées aux différentes positions de réglage du Fluotec : OFF, 0,50 %, 1 %, 2 % et 4 %.

Les débits d'oxygène alimentant le R.P.R., sa vitesse d'insufflation restant fixée en position 3 et sa fréquence étant soit à 20, soit à 40 lorsque le Fluotec est en position OFF, ont été successivement portés à 3, 4, 6, 8, puis 10 litres par minute.

MONTAGE AMONT

Pressions (en millibars) en fonction du débit et des réglages du Fluotec

REGLAGES FLUOTEC	DEBIT	3l/min.		4l/min.		6l/min.		8l/min.		10l/min.	
		f=20	f=40	f=20	f=40	f=20	f=40	f=20	f=40	f=20	f=40
	OFF	5	2	6	2,5	7	3,5	9	4	12,5	5
	0,50 %	5	2,5	7	3	8	4	10,5	4,5	13,5	6
	1 %	5	2,5	7	3	8	4	10,5	4,5	13,5	6
	2 %	5	2,5	7	3	8	4	10,5	4,5	13,5	6
	4 %	6	2,5	7	3	8	4	10,5	4,5	13,5	6

Modifications des fréquences
en fonction du débit et des réglages du Fluotec

a) *Fréquence de départ* = 20

REGLAGES FLUOTEC	DEBIT	3l/min.	4l/min.	6l/min.	8l/min.	10l/min.
	OFF	20	20	20	20	20
	0,50 %	19	18	18	18	18
	1 %	18	18	18	18	18
	2 %	19	18	18	18	18
	4 %	19	18	18	18	18

b) *Fréquence de départ* = 40

REGLAGES FLUOTEC	DEBIT	3l/min.	4l/min.	6l/min.	8l/min.	10l/min.
	OFF	40	40	40	40	40
	0,50 %	35	36	35	36	38
	1 %	34	35	35	36	38
	2 %	34	35	35	35	38
	4 %	33	35	35	35	38

MONTAGE AVAL

a) *Mesure des pressions (en millibars) en fonction du débit et des réglages du Fluotec :*

REGLAGES FLUOTEC	DEBIT	5l/min.		4l/min.		6l/min.		8l/min.		10l/min.	
	FREQUENCE	f=20	f=40	f=20	f=40	f=20	f=40	f=20	f=40	f=20	f=40
	OFF	5	2,5	6	3	7,5	4,5	9,5	5	12,5	7,5
	0,50 %	4	2	5,5	2	7	3,5	9,5	4	12,5	7
	1 %	4	2	5,5	2	7	3,5	9,5	4	12,5	7
	2 %	4	2	5,5	2	7	3,5	9,5	4	12,5	7
	4 %	4	1,5	5,5	2	7	3,5	9,5	4	12,5	7

b) *Mesure des fréquences :*

Nous n'avons jamais constaté de variations de la fréquence du R.P.R., que le Fluotec soit ouvert ou fermé (*fig. 9*).

A l'issue de ces mesures, nous pouvons constater que :

α) En montage amont :

1° La pression et la fréquence varient en sens inverse.

2° Plus le débit est élevé, plus les pressions obtenues sont élevées.

3° Surtout, il se produit un ralentissement de la fréquence du R.P.R. à l'ouverture du Fluotec avec augmentation concomitante des pressions d'insufflation.

Une fois ouvert, la position d'ouverture du Fluotec ne modifie pas la fréquence ni les pressions du respirateur (*fig. 8*).

Le Fluotec, dans ce montage, aura donc un retentissement important sur le fonctionnement du R.P.R. Le ralentissement est particulièrement net aux fréquences élevées.

β) En montage aval :

1° L'ouverture du Fluotec diminue très légèrement la pression d'insufflation.

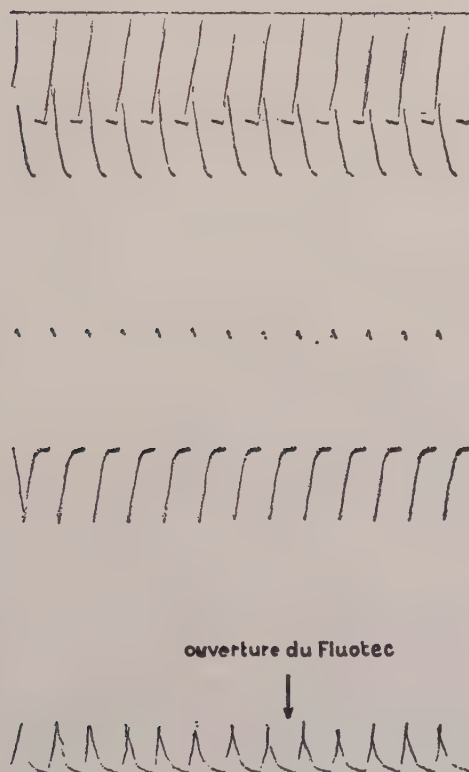


FIG. 8 (montage amont) : Enregistrement de la pression au point Y.
A l'ouverture du Fluotec, il se produit une diminution de la fréquence
du R.P.R. et une légère augmentation de pression.

2° L'ouverture du Fluotec ne modifie pas les fréquences du
respirateur.

Cette position du vaporiseur n'a donc pratiquement aucun
retentissement sur le fonctionnement du R.P.R. (fig. 9).

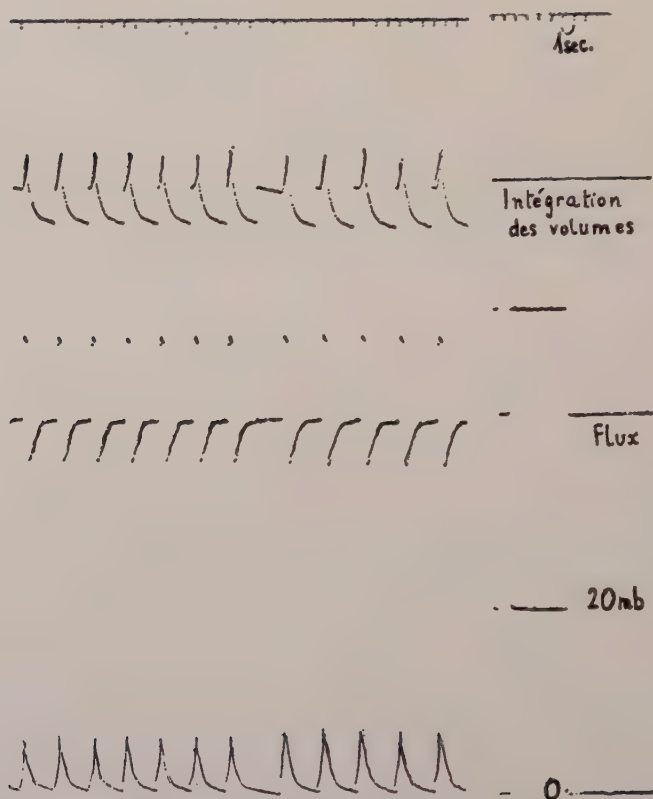


FIG. 9 (montage aval) : Enregistrement de la pression au point Y. A l'ouverture du Fluotec, il ne se produit pas de ralentissement de la fréquence du R.P.R., mais une légère diminution de la pression.

B) DOSAGE DE L'HALOTHANE

1) Matériel d'étude

Le spectrophotomètre à ultra-violets de Hook et Tucker a été utilisé pour doser l'halothane. La lecture des résultats est directe et rapide (temps de réponse de l'ordre de 3 à 5 secondes). L'in-

convénient de cet appareil est son peu de sûreté. N'ayant pas pu le réétalonner, nos résultats auront surtout un intérêt comparatif.

Le gaz vecteur utilisé est l'oxygène pur délivré sous une pression de 3 bars.

Excepté la chaîne de mesure de pressions, nous avons utilisé les mêmes montages que précédemment avec la résistance de 14 mm de diamètre (fig. 5, 6 et 10).

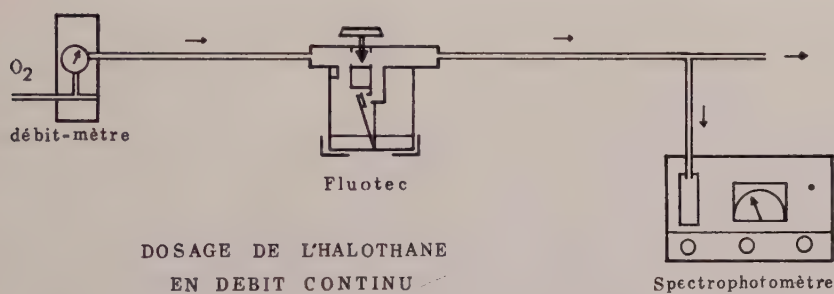


Figure n°10

2) Méthode

a) Il a été d'une part procédé à une série de mesures, le Fluotec étant placé en régime d'alimentation continu directement relié à un débit-mètre délivrant différents débits d'oxygène (de 3 à 10 litres par minute). La sortie du Fluotec est reliée à la pompe de prélèvement du spectrophotomètre (débit : 1 à 1,5 litres par minute) par l'intermédiaire d'un tuyau comportant une pièce en Y évacuant le surplus de gaz dans l'atmosphère.

b) Il a été d'autre part procédé à une autre série de mesures en régime pulsé avec deux montages différents : dans un cas, le vaporisateur d'halothane est placé sur le circuit d'alimentation du

R.P.R. après les débit-mètres (montage amont); dans l'autre cas, le Fluotec est branché en série sur le tuyau d'insufflation (montage aval).

3) Résultats

Les chiffres obtenus dans ces trois expérimentations sont comparés dans les tableaux suivants.

4) Quelques remarques sur ces résultats s'imposent

a) Les courbes obtenues devraient idéalement être linéaires et avoir une pente de 45° ; or, l'analyseur à fluothane indique des chiffres inférieurs aux graduations du Fluotec, surtout pour les hauts pourcentages.

b) En régime pulsé, nous avons obtenu des chiffres minimum et maximum de concentration correspondant aux oscillations du respirateur.

c) Dans nos courbes, il n'est pas fait état des chiffres obtenus avec une concentration dite de 0,25 %, c'est-à-dire entre 0 et 0,50 %, très utilisée en pratique mais qui, nous l'avons constaté, correspond toujours au même pourcentage de fluothane que lorsque le Fluotec est en position 0,50 %.

5) Quelques constatations

Malgré l'inexactitude du spectrophotomètre, la lecture de nos résultats qui demeurent assez cohérents encourage à constater que :

a) *En régime continu :*

α) Le constructeur prévoit qu'en dessous de 4 litres par minute, les concentrations réelles sont fausses par défaut pour les concentrations affichées faibles et par excès pour les chiffres élevés. Ce qui est observé avec des débits de 3 et 4 litres par minute. Nos courbes étant d'ailleurs comparables à celles obtenues par D.W. Hill *, compte tenu de l'inexactitude des chiffres que nous

(*) *Brit. J. Anaesth.*, 1958, 30, 563.

avons relevée pour les forts pourcentages de fluothane, nos chiffres pèchant tous par défaut (fig. 11).

β) Un débit de 10 litres de gaz par minute entraînant un plus rapide balayage de la cuve tend à diminuer très légèrement la concentration en fluothane lorsque le robinet est en position maximum.

b) En régime pulsé :

Les courbes établies pour une même fréquence et un même débit permettent de comparer le régime d'alimentation continu et le régime d'alimentation pulsé (montage amont et montage aval) (fig. 12 et 13).

α) Il ressort que la fréquence n'a pas d'influence sur l'allure générale des courbes. Plus la fréquence est élevée, plus les oscillations des concentrations mesurées sont petites. Ce qui se conçoit aisément, les variations de concentration s'amortissant d'elles-mêmes du fait de l'inertie de l'analyseur.

β) La moyenne des chiffres obtenus pour un même réglage du Fluotec avec un débit pulsé est très légèrement plus élevée que celle obtenue avec un débit continu.

II. — Discussion

Après cette double expérimentation, voici les avantages et les inconvénients des deux montages utilisés.

Tout d'abord, il faut remarquer que les concentrations obtenues en réglant le Fluotec entre la position OFF et la position 0,50 % sont rigoureusement identiques et égales à 0,50 %. La méthode couramment pratiquée consistant à interpoler entre la valeur 0 et la valeur 0,50 % est donc erronée. Elle n'a d'ailleurs pas été prévue par le constructeur. Il s'agit là d'une caractéristique de l'appareil.

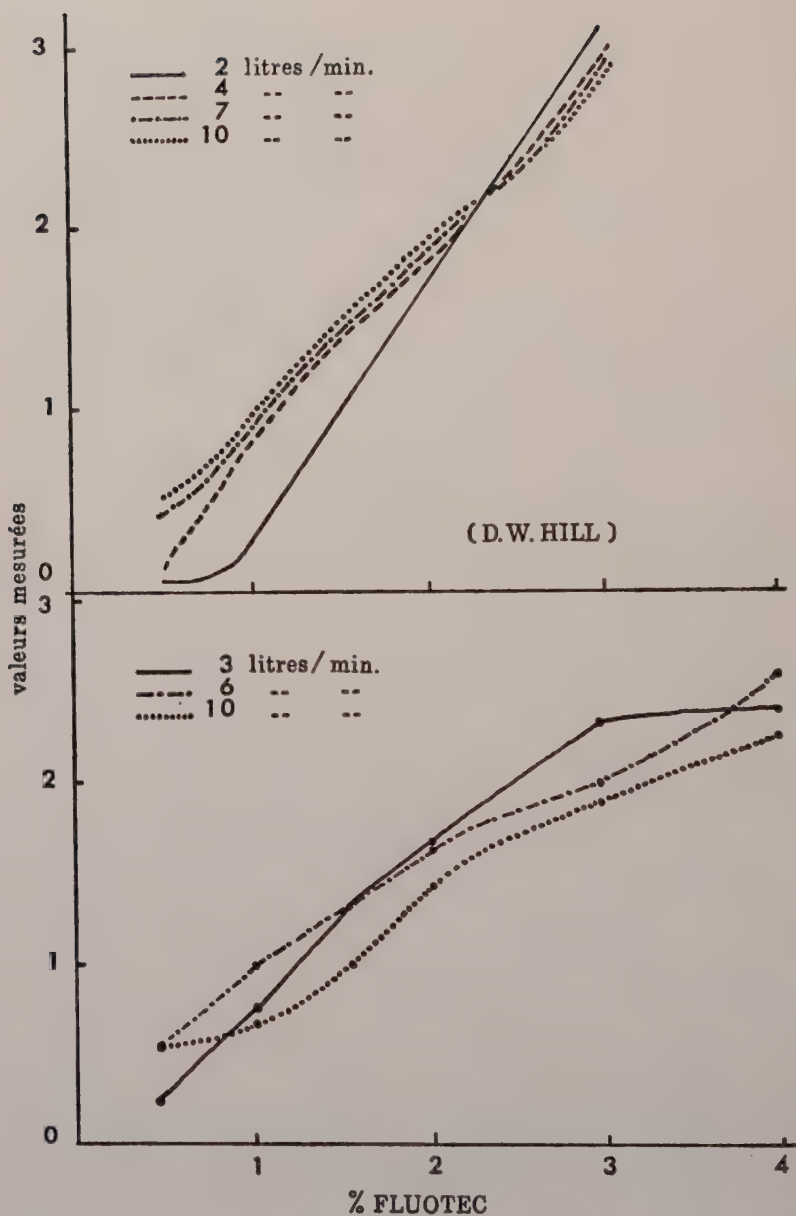


FIG. 11 : Comparaison des concentrations en régime continu

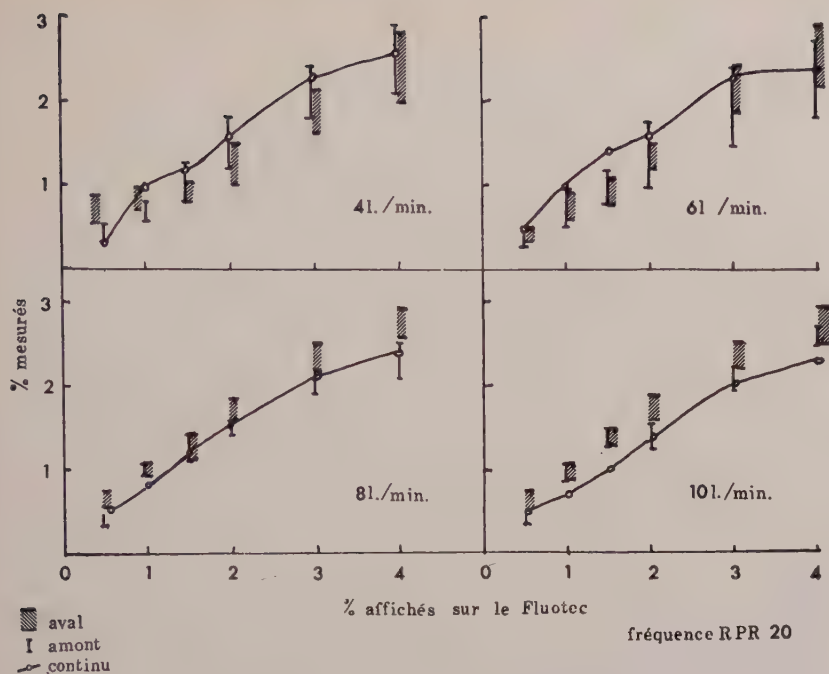


Figure n°12. Concentrations d'halothane en régime continu et pulsé.

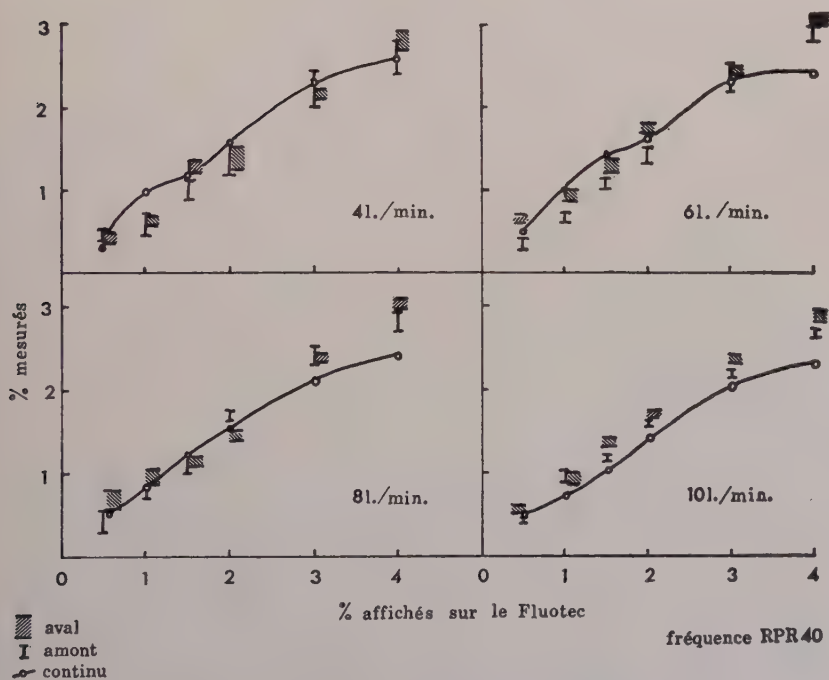


Figure n°13. Concentrations d'halothane en régime continu et pulsé.

MONTAGE AMONT

Le Fluotec est normalement conçu pour fonctionner en « draw over », c'est-à-dire en ventilation spontanée ; le passage des gaz dans la cuve se faisant alors à pression atmosphérique ou sub-atmosphérique en débit continu si le vaporiseur est hors du circuit ou intermittent si le vaporiseur est dans le circuit.

Le Fluotec étant monté en amont du respirateur R.P.R. est en relation directe avec la pression à l'intérieur des soufflets ; il reçoit donc des surpressions intermittentes qui peuvent atteindre 300 millibars au-dessus de la pression atmosphérique.

Cette surpression très élevée entraîne un reflux dans le Fluotec de vapeurs chargées d'halothane qui viennent s'ajouter à celles qui sortent normalement de la cuve. Hill et Lowe décrivent ce phénomène sous le nom de « pumping effect » [33]. D'après ces mêmes auteurs, le reflux accroît dans des proportions notables les pourcentages réels d'halothane.

En fait, nous avons obtenu des valeurs légèrement supérieures dans la zone des concentrations élevées (au-dessus de 2 %) à celles enregistrées en régime continu ; mais dans les concentrations faibles, il n'y a pas eu de différence significative.

2° C'est donc sur le respirateur R.P.R. que la position du Fluotec a le plus grand retentissement.

a) La cuve d'évaporation représentant une capacité de 750 ml que les gaz doivent emplir avant de gonfler le soufflet. Ce qui ralentit la fréquence de façon notable (environ 10 %), surtout pour les petits volumes courants et les fréquences élevées.

Ce ralentissement apparaît lié à l'allongement du temps de remplissage du soufflet. Cet effet était prévisible, car en installant le Fluotec en amont, on interpose dans un circuit très court, siège de pressions élevées, un système résistance-capacité.

Si on veut rétablir la fréquence de départ, on dispose de deux moyens :

α) Augmenter le débit d'entrée avec, pour conséquence, une augmentation importante de la ventilation avec obligation d'« écrêter » les pressions d'insufflation au moyen de la soupape de sécu-

rité. Mais on risque alors d'obtenir une ventilation instable du fait de cette fuite permanente.

β) Augmenter la vitesse d'insufflation. Pour permettre ainsi de compenser par le raccourcissement du temps d'insufflation l'allongement du temps d'expiration (fig. 14). Mais la conséquence en est aussi une augmentation des pressions d'insufflation risquant de devenir trop brutales.

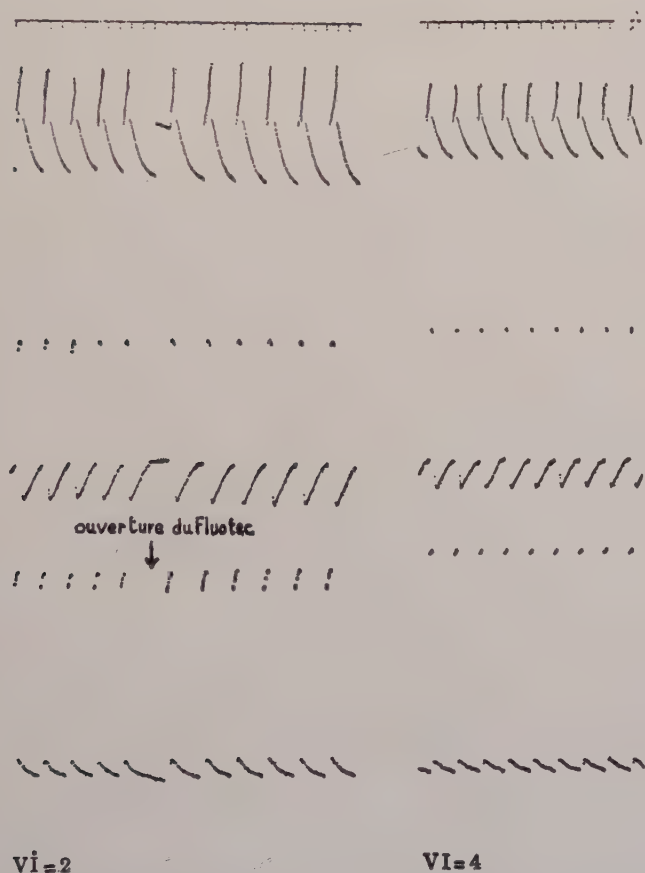


FIG. 14: En montage amont, lorsque le Fluotec est ouvert, il faut augmenter la vitesse d'insufflation du R.P.R. pour retrouver la fréquence initiale

b) L'autre action sur le respirateur est évidente. L'halothane étant un solvant organique, il attaque les parties de caoutchouc. Il a également un pouvoir corrosif sur certains métaux. Les soufflets, les tuyaux, les soupapes et divers autres éléments du R.P.R. risquent donc d'être détériorés par l'halothane.

MONTAGE AVAL

Dans ce montage, l'évaporateur à halothane est placé après le R.P.R. sur le tuyau d'insufflation près du malade, comme un évaporateur à éther.

1° Le Fluotec subit ici des à-coups de pression, mais de toute façon pas aussi élevés que dans le montage précédent (fig. 7 et 9). En effet, pour les ventilations per-opératoires chez l'enfant, nous fixons la pression maximum à 20 ou 30 millibars, grâce à la soupape d'échappement. Le courant gazeux traversant le Fluotec aura donc pour pression maximum 30 millibars. Dans ce système, on se rapprochera donc du montage en « draw over » pour lequel est prévu le Fluotec. D'après Sigg [66], la valeur de la pression atteinte et la vitesse de la montée en pression jouent un rôle. En effet, d'après cet auteur, la pression intermittente en amont du Fluotec tend à diminuer les concentrations réelles, l'hyperpression accroissant le débit du passage des gaz par le by-pass au détriment de la ventilation de la cuve. Nous n'avons pas vérifié ces résultats et les concentrations d'halothane obtenues dans ce montage sont légèrement plus élevées pour les fortes concentrations que dans le montage précédent.

2° Le Fluotec placé sur le tuyau d'insufflation du R.P.R. constitue une résistance supplémentaire en fait relativement faible : 0,4 à 1,8 millibars pour un débit de 5 l/mn, d'après le constructeur, suivant que le robinet est en position OFF ou 4 %.

D'après nos mesures, cet effet ne semble pas jouer, puisqu'on obtient une légère diminution de pression lors de l'ouverture du Fluotec. Il semble donc que le Fluotec représente un volume à comprimer supplémentaire au volume des tuyaux du circuit respiratoire dont il faut tenir compte dans l'ajustement de la ventilation.

NOM VEN		Prénom François		âge 20 mois poids 12 kg taille		profession	
DATE 18 avril 70		Anesthésistes D. Ghannassia, Elcoteaux					
Diag. opératoire Sténose de l'artère rénale G Opérateurs P. Pellerin							

T°	PV	Pls	PA	g ⁿ	10	20	30	40	50	g ⁿ	10	20	30	40	50	10*	10	20	30	40	50	Y ⁿ	Total
42	15	150	150																				
37	10	100	100																				
32	5	50	50																				
halothane				1.5%	1%	0.5%																	
Dérivation veineuse																							
Intubation Fortex 4 mm.																							
Installation																							
Incision																							
Clampage Artériale																							
Déclampage																							
Séclampage																							
Déclintit																							
Narcocaine																							
Ponction Artériale																							
Fin de l'intervention																							
Extubation																							
HALOTHANE 0.50%																							
Pertes Sang																							
SANG A+ 250ml.																							
s. glucosé 5% 10% 30% 100ml.																							
pentothal 1% 100mg 75ml.																							
curares succinylcholine 12mg 1mg 0.5mg 0.3mg 0.2mg 2.3mg																							
valium 5mg																							
O ₂ 17.5 l/min																							
N ₂ O 1.25 l/min																							
Fréquence 28 25																							
Spon. 20 cm H ₂ O																							
Man. 0 ventilation per-opératoire R.P.R.																							
Mec. R.P.R.																							
E.C.G.																							
E.E.G.																							
Reprise de la ventilation spontanée sous R.P.R.																							

3° Ce qui nous paraît le plus important est que ce montage n'entraîne pas de perturbation dans le fonctionnement du respirateur (*fig. 8 et 9*). Ce point a déjà été discuté précédemment.

4° Le danger de détérioration du circuit intérieur du R.P.R. se trouve également supprimé, puisque en grande partie hors d'atteinte des vapeurs d'halothane.

Le montage aval nous semble donc le mieux adapté à l'usage de la ventilation artificielle per-opératoire, surtout pour les petits débits et les grandes fréquences utilisées chez l'enfant.

C'est donc cette technique qui est utilisée de façon habituelle dans les anesthésies pratiquées au Département d'Anesthésie du Professeur M. Cara, dans les services de chirurgie infantile, d'urologie et de spécialités du C.H.U. Necker - Enfants-Malades (cf. compte rendu d'anesthésie en annexe).

CONCLUSIONS

L'emploi de l'anesthésie par inhalation avec un respirateur pose des problèmes techniques particuliers lorsqu'il s'agit d'un respirateur pneumatique où le gaz est à la fois moteur et vecteur des vapeurs anesthésiques.

Nous avons étudié des problèmes dans le cas de l'emploi du respirateur R.P.R. 3 B en anesthésie infantile par inhalation de halothane, grâce au Fluotec Mark II. En effet, avec ce type d'appareil, le vaporiseur peut être placé en amont du respirateur ou en aval sur le tuyau d'insufflation près du malade.

Ces deux techniques ont été utilisées cliniquement et nous avons fait une double expérimentation sur modèle pour comparer ces méthodes : elle comporte d'une part un dosage du halothane grâce au spectrophotomètre à ultra-violets de Hook et Tucker, et des mesures de pression à l'intérieur du circuit d'autre part.

Dans le cas où le vaporiseur à halothane est monté immédiatement à la sortie des débit-mètres, avant le circuit intérieur du R.P.R., système préconisé par le constructeur et donc techniquement plus facile, que nous avons appelé montage amont, le débit de gaz est continu et la concentration d'anesthésique dans le mélange gazeux alimentant le respirateur devrait être stable et définie suivant l'étalonnage de l'appareil. En fait, contrairement à ce que nous pourrions croire, le débit est rythmé par le respirateur et le pourcentage en halothane est donc variable. En effet, la surpression intermittente en aval entraîne au moment de la montée en pression (100 à 300 millibars) un reflux à travers la

cuve de gaz saturés de vapeurs anesthésiques et des variations de la concentration en halothane du mélange gazeux administré au malade. Ce phénomène est connu sous le nom de « pumping effect » et a été étudié principalement par D.W. Hill et H.J. Lowe.

D'autre part, l'expérimentation nous a permis de confirmer nos impressions cliniques. Le vaporiseur monté avant le circuit du R.P.R. constitue un système résistance-capacité interposé entre les débit-mètres et les soufflets de ce respirateur. Il gêne le remplissage de ces derniers en imposant une chute de pression : cela ralentit la fréquence, ce qui est un inconvénient réel, tout particulièrement dans le cas de la ventilation artificielle du nouveau-né. Il faut alors modifier les réglages du R.P.R. en augmentant la vitesse d'insufflation et laisser échapper en permanence les soupapes de sécurité pour éviter une trop grande pression positive à l'insufflation. Ceci risque d'entraîner de grandes variations dans le volume insufflé et donc dans la ventilation, qui est alors instable du fait de cette fuite.

Enfin, le troisième inconvénient est évident : le risque de détérioration du respirateur par la condensation du halothane à l'intérieur du circuit respiratoire et l'enrichissement du mélange gazeux par cet anesthésique déposé et adsorbé sur les parois des soufflets et tuyaux en caoutchouc du R.P.R. En fait, nos mesures ont montré que ce dernier risque est négligeable.

Nous utilisons un montage différent en chirurgie infantile : nous l'avons appelé montage aval. Le vaporiseur à halothane est alors placé après le respirateur sur le tuyau d'insufflation près du malade.

Comme inconvénients, nous avons pu retenir ceux-ci : il faut quelques artifices de montage, en fait très facilement résolus, comme nous l'avons montré, par la présence d'un tuyau supplémentaire dans le circuit d'insufflation.

D'autre part, il s'ajoute aux résistances de l'appareil respiratoire du malade une résistance propre au Fluotec variant de 0,4 à 1,6 millibars.

Enfin, le gaz passant dans l'évaporateur est pulsé suivant la fréquence du R.P.R. Ce débit intermittent modifie les concentrations réelles de halothane dont les oscillations sont d'autant plus

grandes que la fréquence de la ventilation est plus basse. Mais, étant donné le manque de précision des graduations du Fluotec que nous avons pu constater lors de nos expérimentations, cet inconvénient n'est pas considérable, sachant que le pourcentage d'anesthésique en régime pulsé est sensiblement le même qu'en régime continu. De plus, au point de vue pratique, ces effets jouent peu en clinique, puisque nous n'utilisons que des concentrations faibles de l'ordre de 0,5 % à 1 %, ce qui atténue considérablement ces phénomènes.

Ces variations de concentration que nous avons mesurées n'ont donc en fait que peu d'importance mais, du point de vue du fonctionnement du respirateur, les mesures que nous avons faites nous ont montré que ce dernier montage était bien supérieur au précédent. En effet, l'interposition d'une cuve d'évaporation de halothane sur le tuyau d'insufflation n'a que très peu perturbé les constantes que nous avons fixées au R.P.R.

En conclusion, cette étude a tenté de montrer l'incidence d'un détail de technique sur la qualité de l'anesthésie et de la ventilation artificielle per-opératoire.

Vu, le Doyen :
BROUET

Vu, le Président de Thèse :
FREZAL

Vu et Permis d'imprimer,
le Recteur de l'Académie de Paris :
R. MALLET

BIBLIOGRAPHIE

1. ADNER (M.), BORZE (J.). — Reliability of halothane vaporiseur. (*Acta Scandinav. Anesthesiology*, 1965, 9, pp. 233-239.)
2. AILLOT (J.) et PLANCHON (Mlle). — Note sur l'utilisation per-opératoire des respirateurs. (*An. An. Réan.*, 1960, XVII, n° 1.)
3. ANDREESSEN (J.H.), BAY (J.). — Halothane concentration obtained by the combined use of the Manley Ventilator. (*Brit. J. Anaesth.*, 1966, 388, pp. 641-656.)
4. BAUMANN (J.). — Histoire de l'anesthésie. (*Encyclopédie Médico-Chirurgicale.*)
5. BÉDARD (G.). — Réflexions sur l'utilisation du R.P.R. en anesthésiologie. (*An. An. Réan.*, 1960, XVII, n° 1.)
6. BLACK (C.W.). — A review of the pharmacology of halothane. (*Brit. J. Anaesth.*, 1965, 37, 9, pp. 688-705.)
7. BOSSU (M.), COLAROSSO (G.). — L'anestesia con fluotane in pedia-
tria. (*Acta Anesthesiologica*, 1966, vol. 17, suppl. 1, p. 205.)
8. BYLES (P.H.). — Revue des facteurs affectant le rendement des
vaporiseurs d'anesthésique. (*Congrès Européen d'Anesthésio-
logie*, Copenhague, 1966.)
9. CAILLE (C.). — La ventilation artificielle par insufflation à l'aide
du relaxateur de volume R.P. 3 B. (*Thèse*, Nantes, 1965.)
10. CARA (M.), RUDLER (J.C.), ANGLES (C.), FOURCADE (R.). — Notre
expérience de la respiration artificielle avec l'appareil d'Eng-
ström en chirurgie thoracique. Séance du 14 octobre 1956.
(*Journal Français de Médecine et de Chirurgie Thoraciques*,
1957, vol. 11, n° 1, p. 82.)

11. CARA (M.). — Leçon sur les gaz. (*Cours d'Anesthésie*, Paris, 1964-1965 ; — *Annales de l'Anesthésiologie Française*, 1964, vol. 5, n° 4, pp. 813 ; vol. 6, n° 1, p. 173 ; 1965, vol. 6, n° 2, p. 405 ; 1966, vol. 7, n° 1, p. 45.)
12. CARA (M.). — Les respirateurs automatiques, principes généraux et classification. (*Acta Anaesth. Belgica*, décembre 1960, pp. 311-317.)
13. CARA (M.). — Classification des appareils de prothèse ventilatoire. (*Actes du Symposium sur le Traitement de l'Insuffisance Respiratoire*, Lausanne, 19 juin-1^{er} juillet 1962, Edizioni Minerva Medica.)
14. CARA (M.). — Conduite et importance de la ventilation artificielle per et post-opératoire. (*Minerva Medica*, février 1963, vol. 29, n° 2, pp. 34-46.)
15. CARA (M.) et POISVERT (M.). — L'anesthésie des scolioses graves avec déficit ventilatoire. (*Annales de Médecine Physique*, septembre 1964, t. 7, n° 2, 120-122.)
16. CHIGOT (P.L.), JOLIS (P.), ESTÈVE (P.). — L'anesthésie infantile. (*Traumatologie Infantile*, Exp. Scient. edit., 1958.)
17. CHOPIN (J.). — La ventilation artificielle mécanique per-opératoire. (*Cahiers d'Anesth.*, septembre-octobre 1962, t. 10, n° 1, p. 57.)
18. COLE (J.R.). — The use of ventilators and vaporizers. (*Brit. J. Anaesth.*, 1966, 38, 8, pp. 646-652.)
19. DELÈGUE (L.). — Les respirateurs artificiels en chirurgie néo-natale. (*An. Analg. Réan.*, octobre-novembre-décembre 1964, t. 21, n° 4, pp. 625-634.)
20. DELIGNE (P.) et DAVID (M.). — Ventilation artificielle mécanique avec l'appareil R.P.R. en neuro-chirurgie. (*An. Analg. Réan.*, 1960, XVII, n° 1.)
21. DUBOUSSET (A.M.). — L'anesthésie dans les opérations pour scoliose chez l'enfant. (*Cahiers d'Anesth.*, avril 1968, 16, 3, pp. 295-308.)
22. EDMONSON (W.) et HILL (D.W.). — A pressuring valve for administering mixtures of Fluothane vapour with air or with medical gases. (*Brit. J. Anaesth.*, 1962, 34, p. 741.)
23. EGER (E.I.), LARSON (C.P.) et SEVERINGHAUS (J.W.). — The solubility of halothane in rubber, soda lime and various plastics. (*Anesthesiology*, 1962, 23, pp. 356-359.)

24. EGER (E.I.) et GUADAGNI (N.P.). — Halothane upstake in man at constant alveolar concentration. (*Anesthesiology*, 1963, 24, pp. 299-304.)
25. EPSTEIN (H.G.). — Inhalers used in trials for administering mixtures of Fluothane vapour with air or with medical gases. (*Brit. Med. J.*, 1957, 489.)
26. FABIAN (L.W.), STEPHEN (C.R.), BOURGEOIS. — Performance characteristics of vaporizers for administration of Fluothane. (*Anesthesiology*, 1959, 20, 27.)
27. FLETCHER (G.). — Closed system administration of Fluothane. (*Calif. Med.*, 1961, 95, 232.)
28. GORDH (T.), HALLEN (B.), OKMIAN (L.), WALHIN (A.), STERN (B.). — The concentration of halothane by the combined use of Fluotec vaporizer and Engström respirator. (*Acta Anaesth. Scandinav.*, 1964, 8, pp. 97-105.)
29. HALLEN (B.). — Analyses of volatile anesthetics by gas chromatography. Methods of calibration and accuracy of analytical results. (1964.)
30. HALLEN (B.), WESTERNARK et WAHLIN (A.). — The concentration of halothane with the continued use of Fluotec vaporizer and Palmer ventilator for animal experimentation. (*Acta Anaesth. Scandinav.*, 1965, 9, 65-72.)
31. HILL (D.W.). — Concentration of halothane with a Fluotec vaporizer. (*Brit. J. Anaesth.*, 1958, vol. 30, p. 563.)
32. HILL (D.W.). — The application of gas chromatography to anaesthetic research. (*Gas Chromatography*, Londres, Butterworths, 1960, p. 344.)
33. HILL (D.W.), LOWE (H.J.). — Comparaison of concentration of halothane in closed and semi-closed circuits during controlled ventilation. (*Anaesthesiology*, 1962, 23, pp. 291-298.)
34. HUAULT (G.). — Technique de ventilation artificielle prolongée du nouveau-né et prématuré. (*Archives Françaises de Pédiatrie*, 1966, t. 23, n° 6, p. 629.)
35. HUDON (F.), JACQUES (A.), CLAVET (M.) et HOUDE (J.). — Clinical observations on fluothane anaesthesia. (*Canad. Anaesth. Soc. J.*, 1957, 4, pp. 221-234.)

36. HUGUENARD (P.), GORAGUER (F.), DAVID (M.), GAILLEMAIN (J.) et GODARD (H.). — Résultats de trois ans d'utilisation du respirateur mécanique R.P.R. en chirurgie générale. (*An. Analg. Réan.*, 1960, XVII, n° 1, pp. 34-50.)
37. HUGUENARD (P.). — Premiers essais anesthésiologiques avec le respirateur R.P.R. (*Anesth. Analg.*, 1957, XIV, 4, pp. 657-678.)
38. JAHN (R.E.). — Gas analysis. (*Analyst.*, 1955, 80, pp. 700-854.)
39. JONES (H.D.), MAC LEREN (C.A.B.). — Post-operative shivering and hypoxaemia after halothane, nitrous oxide and oxygen anaesthesia. (*Brit. J. Anaesth.*, janvier 1965, n° 1, vol. 37, p. 35.)
40. JONHSTONE (M.). — Percentages of fluothane vapours delivered from a Trilene bottle. (*Brit. J. Anaesth.*, 1957, 29, 135.)
41. KALOW. — Technique de détermination du Fluothane au spectromètre à infra-rouges. (*Canad. Anaesthesist. Soc. J.*, 1957, vol. 4, p. 384.)
42. KEASLING (H.H.) et PITTINGER (C.B.). — Fluotec performance. (*Anesthesiology*, 1958, 19, p. 682.)
43. KLEIN (M.R.), DELÈGUE (L.), CARA (M.). — Les interventions neuro-chirurgicales sous ventilation mécanique équilibrée. (*Neurochirurgica*, juillet 1958, vol. 1, 1965, IX, n° 28.)
44. LINDGREN (P.), WESTERMARK (L.), WAHLIN (A.). — Blood circulation in the skin under halothane anaesthesia in the cat. (*Acta An. Scandinav.*, 1965, 9, 83.)
45. LOWE (H.J.), ELAM (J.O.), EVERS (J.L.), JANNEY (C.D.). — Patient regulation of mechanical ventilation. (*Anesthesiology*, 1960, 21, 120.)
46. MAC KAY (I.M.). — Clinical evaluation of Fluothane with special reference to a controlled percentage vaporizer. (*Canad. Anaesth. Soc. J.*, 1957, 4, pp. 235-245.)
47. MAPLESON (W.W.). — The concentration of anesthetics in closed circuits with special reference to halothane. (*Brit. J. Anaesth.*, 1960, 32, 298.)
48. MOLLARET (P.) et POCIDALO (J.J.). — Présentation d'un respirateur artificiel à pressions positive et négative avec pause réglable (R.P.R.). (*C.R. Soc. Biol.*, 1956, 15, n° 11, pp. 1898-1901.)

49. MUSHIN (W.W.), RENDELL-BAKER (L.), THOMPSON (P.W.), MAPLESON (W.W.). — Automatic ventilation of the lungs.
50. MUSHIN (W.W.) et CALLOON (S.). — The concentration of anaesthetics in closed circuit with special reference to halothane; clinical aspects. (*Brit. J. An.*, 1960, 32, 324.)
51. MUSHIN (W.W.), MAPLESON (W.W.), NUNN (J.). — Problems of automatic ventilation in infants and children. (*Brit. J. Anaesth.*, 1962, 34, pp. 514-522.)
52. NORLANDER (O.P.). — The use of respirators in anaesthesia and surgery. (*Acta Anesthesiologica Scandinavica*, 1968, suppl. 30.)
53. OKMIAN (L.G.). — Artificial ventilation by respirator for newborn infants during anaesthesia; a method using a new formula and a normogram. (*Acta Anaesth. Scandinav.*, 1963, 7, pp. 31-57.)
54. OKMIAN (L.), WALGREN (G.), WAHLIN (A.). — Artificial ventilation by respirator for newborn and small infants during anaesthesia. (*Acta Anaesth. Scandinav.*, 1966, vol. 10, n° 4, pp. 169-216.)
55. PATERSON (G.M.), HULANDS (G.H.) et NUNN (J.F.). — Evaluation of a new halothane vaporizer: the Cyprane Fluotec. (*Brit. J. Anaesth.*, 1969, pp. 42-109.)
56. POISVERT (M.). — Récents développements de la ventilation en anesthésiologie. Conférence aux anesthésiologistes espagnols. (*Aevista espanola de Anestesiologia*, Madrid, mai 1962.)
57. POISVERT (M.), GALINSKI (R.). — Les respirateurs et leur emploi. (*Vie Médicale*, décembre 1969, pp. 5031-5035.)
58. RACKOW (H.), SALANITRE (E.). — Modern concepts in pediatric anesthesiology. (*Anesthesiology*, février 1969, 30, 2, pp. 208-234.)
59. RADIGUET DE LA BASTAIE (P.), PICARD (P.), GOURVES (J.), POUJOL (C.). — Les évaporateurs à halothane. (*Anesth. Analg.*, 1968, t. XXV, n° 3.)
60. RAVENTOS (J.). — Personal communication (1964).
61. RENDELL-BAKER (L.). — The history of thoracic anesthesia. (*Thoracic Anaesthesia*, 1963, p. 598.)
62. REYNOLDS (R.N.), ETSTEN (B.E.). — Mechanics of respiration in apneic anesthetized infants. (*Anesthesiology*, 1959, 20, 251.)

63. ROBSON (G.), GILLES (D.M.), CULLEN (W.G.) et GRIFFITH (H.R.). — Fluothane (halothane) in closed circuit anaesthesia. (*Anesthesiology*, 1959, 20, 251.)
64. SABATHIE (M.). — Ventilation artificielle chez l'enfant et le nouveau-né. (*Annales de l'Anesthésie Française*, avril-mai-juin 1965, p. 341.)
65. SCILLIERI (G.). — Utilizzazione del halothane in anestesia pediatrica. (*Acta Anest.*, vol. 17, suppl. 1, p. 155.)
66. SIGG (R.). — Comparaison des courants de draw-over intermittent et de push-over dans les inhalateurs d'anesthésie. (*Congrès Européen d'Anesthésie*, Copenhague, 1966.)
67. WILSON (L.A.), HARRISON (G.A.). — Pulmonary ventilation in children during halothane anaesthesia. (*Anesthesiology*, septembre-octobre 1964, vol. 25, n° 5, pp. 613-619.)
68. WOLFSON. — Closed circuit anaesthesia by intermittent injections of halothane. (*Brit. J. Anaesth.*, 1962, 34, p. 733.)
69. ZAUDER (H.L.), ORKIN (L.R.). — Quantitation of anaesthetics agents in gas chromatography. (*Fed. Proc.*, 21, p. 328.)

I M P R I M E R I E
R. FOULON & C^{ie}
29, RUE DEPARCIEUX, 29
PARIS — 1970
